

УДК 535.2

О.В. Барбул, студент гр. ПБз-71, к.т.н., доц. Безугла Н.В.

КПІ ім. Ігоря Сікорського

ОСОБЛИВОСТІ ФОРМУВАННЯ ЛАЗЕРНОГО ПУЧКА ДЛЯ НЕІНВАЗИВНОЇ ЛАЗЕРНОЇ ГЛЮКОМЕТРІЇ

Анотація. У даній роботі приведено аналіз та особливості роботи оптичних неінвазивних методів визначення концентрації глюкози в крові. Виділено особливості формування лазерного пучка променів для здійснення раманівської спектроскопії. За допомогою методу Монте Карло проведено моделювання взаємодії пучків променів різного діаметру з поверхневими шарами шкіри людини та отримано фотометричні зображення плями розсіяння у відбитому та пропущеному світлі.

Ключові слова: глюкометрія, раманівська спектроскопія, еліпсоїдальний рефлектор, метод Монте Карло

ВСТУП

Для визначення концентрації глюкози розроблено багато інвазивних та неінвазивних методів, що базуються на оптичних явищах (інфрачервона спектроскопія, раманівська спектроскопія, фотоакустична спектроскопія, поляризаційні методи та ін.), принцип роботи яких полягає у реєстрації та спектральному аналізі відбитого або пропущеного випромінювання. Параметри оптичного випромінювання обираються в залежності від характеристик (товщини, кольору і структури шкіри, кісток та інших тканин) об'єкту досліджень (палець, язик, плече, мочка вуха та ін) [1]. Деякі складові крові мають спектральні властивості, аналогічні до глюкози, і спектри при цьому накладаються, що негативно впливає на результати. Для усунення цієї проблеми існують різні аналітичні та технічні методи. Найбільш ефективними є методи, що базуються на явищі раманівського розсіяння. На емісію розсіяного світла впливає вібрація молекул, яка залежить від концентрації глюкози [2].

Досить важливим аспектом технічної реалізації методу з використанням принципів раманівської спектроскопії є вибір джерела випромінювання, що забезпечить необхідний рівень фото-збудження саме молекул глюкози та виключить шкідливий фон флуоресценції. При цьому джерело випромінювання повинно мати досить велику потужність, оскільки раманівське розсіяння має інтенсивність як мінімум в чотири рази меншу, ніж інтенсивність падаючого випромінювання. Однак велика потужність може спричинити деструктивні процеси всередині біологічних тканин. Цю задачу можна вирішити шляхом збільшення діаметру падаючого лазерного пучка, при цьому потужність буде нижча, а ймовірність фото-збудження вища.

Метою даною роботи є визначення особливостей формування лазерного пучка змінного діаметру при неінвазивній глюкометрії з використанням еліпсоїдального рефлектору.

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ

Раманівський спектр зазвичай розглядається в ближньому інфрачервоному діапазоні, де спектр глюкози найбільше відрізняється від інших розсіювачів (води, меланіну, білірубіну та ін.). З огляду на проведений аналіз, найкраще себе зарекомендували вимірювальні пристрої, що працюють на довжині хвилі 830 нм.

У даній роботі для визначення концентрації глюкози в крові використовуються принципи раманівської спектроскопії в поєднанні з методом еліпсоїдальних рефлекторів (ЕР) [3]. Лазерне випромінювання, встановленого за допомогою колімуючої оптичної системи діаметру, падає на досліджувану ділянку передпліччя. Після взаємодії з поверхневими шарами шкіри, розсіяне назад випромінювання збирається в нижній фокальній площині ЕР, яка знаходиться у щільному контакті з досліджуваною ділянкою, у вигляді плями розсіяння та передається у верхню фокальну площину, що оптично спряжена з приймачем випромінювання. Конструктивні особливості ЕР дозволяють зібрати якомога більше розсіяного назад випромінювання, що дозволяє використовувати менш потужне джерело випромінювання за рахунок більшого діаметру пучка.

Розглянемо передумови формування лазерного пучка. Розмір пучка світла обмежується розміром фокального параметра еліпсоїдального рефлектору, який повинен забезпечити захват розсіяного назад випромінювання після взаємодії з досліджуванним середовищем. У даному випадку фокальний параметр еліпсоїдального рефлектора – 16,8 мм. Отже, з конструктивних міркувань, максимальний діаметр лазерного променя може становити 10 мм.

Авторами було проведено аналіз впливу діаметру лазерного пучка на просторовий розподіл розсіяного назад випромінювання шкірою людини в зоні передпліччя. Шкіра була представлена трьома шарами (епідерміс, дерма та жирова тканина), які характеризуються набором оптичних та геометричних параметрів. Для наближення модельного експерименту до реального доцільно також ввести четвертий шар (м'язи), який забезпечить напів-нескінченість, оскільки запропонована методика визначення глюкози працює у відбитому світлі. Оптичні та геометричні параметри досліджуваних шарів шкіри для довжини хвилі 830 нм наведені в таблиці 1 [4, 5].

Таблиця 1. Оптичні властивості шкіри передпліччя для довжини хвилі 830 нм [4,5]

№	Шар шкіри	μ_a , см-1	μ_s , см-1	g	n	d , см
1	Епідерміс	0,51	23,37	0,86	1,417	0,0141
2	Дерма	0,40	14,02	0,86	1,385	0,25
3	Жирова тканина	1,1	11,62	0,86	1,44	0,072
4	М'язи	0,54	66,7	0,93	1,4	3

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

Моделювання поширення лазерного випромінювання у середовищі біологічної тканини та вимірювального засобу проводилось прямим методом Монте Карло шляхом запуску 20 млн фотонів. Діаметр лазерного пучка з перетином рівномірного профілю змінювався від 0 до 10 мм.

У результаті проведеного моделювання було отримано серію фотометричних зображень у пропущеному та відбитому світлі, що представлені на рис.1. Отримані зображення свідчать про те, що зі збільшенням діаметру

лазерного пучка підвищується можливість формування просторового розподілу розсіяного назад світла, геометрія якого перевищить фокальний параметр EP .

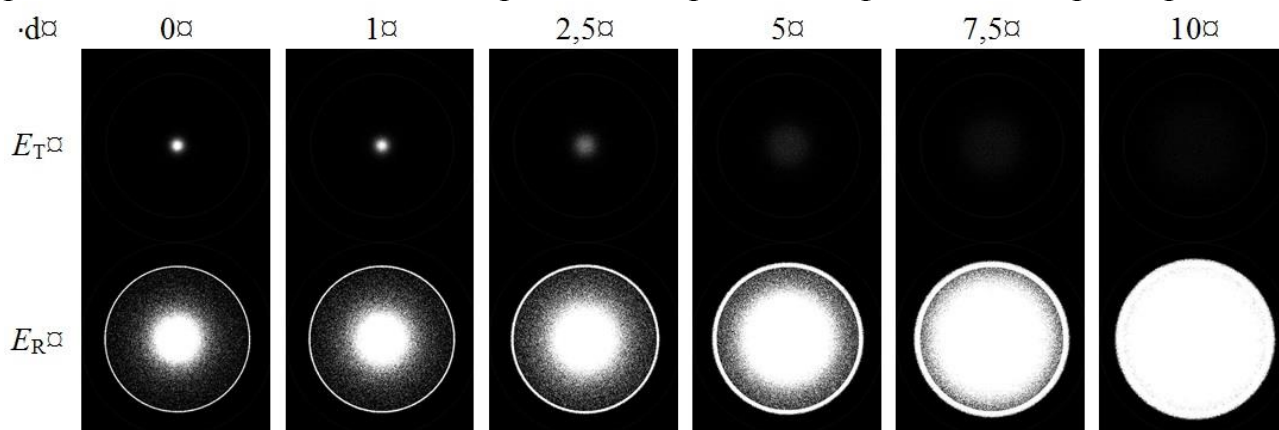


Рисунок 1. Фотометричні зображення плями розсіяння для різних різного діаметру лазерного пучка у пропущеному ET та відбитому ER світлі

Подальший розгляд особливостей формування лазерного випромінювання можливий в рамках зонного [6] або просторового аналізу [7]. Це дозволить підібрати оптимальні параметри лазерного джерела випромінювання при неінвазивній глюкометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Т Кожем'яко В. П. Порівняльний аналіз методів та середовищ для неінвазивного моніторингу біологічних об'єктів / В. П. Кожем'яко, А.В. Турлюк, А.О. Яровенко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2011. – № 2. – С. 118–126.
2. Poddar R. Non-Invasive Glucose Monitoring Techniques: A review and current trends / R. Poddar, J. Th. Andrews, P. Shukla, P. Sen [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.researchgate.net/deref/http%3A%2F%2FarXiv.org%2Fabs%2F0810.5755v1>.
3. Bezuglyi M. A. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors / M. A. Bezuglyi, N.V. Pavlovets // Proc. OSA-SPIE . – 2013. – vol. 8798.
4. Bashkatov A. N. Optical properties of skin, subcutaneous and muscle tissues: A review / A. N. Bashkatov, E. A. Genina & V. V. Tuchin // Journal of Innovative Optical Health Sciences. – 2011. – Vol. 4, No. 1. – Pp. 9 – 38.
5. Tuchin V.V. Finger tissue model and blood perfused skin tissue phantom / V.V. Tuchin, A.N. Bashkatov, E.A. Genina et al. // Proc. of SPIE Vol. 7898 78980Z-1 - 78980Z-11.
6. Bezuglaya N.V. Spatial photometry of scattered radiation by biological objects / N.V. Bezuglaya, M.A. Bezuglyi // in Proc. SPIE. – 2013. – Vol. 9032. – Pp. Q1 – Q5.
7. M. A. Bezuglyi, N. V. Bezuglaya, S. Kostuk, “Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors”, Devices and Methods of Measurements. 9(1):56-65, 2018. DOI:10.21122/2220-9506-2018-9-1-56-65.

Наук. керівник – к.т.н., доц. Безугла Н.В.